

# CA-Technologien für Individualimplantate. Eine neue Methode der Markraummodellierung mit einem Röntgentunnel-Detektor in Kohlenstoffaser-Verbundbauweise und CAD-HOST-Generierung.

E. Wintermantel

Institut für Konstruktion und Bauweisen der Eidgenössischen Technischen Hochschule Zürich

## EINLEITUNG

Die Verträglichkeit oder Abstoßung eines lasttragenden Implantats im Empfängergewebe unterliegt individuellen, patientenspezifischen Prozessen, deren Verläufe einerseits von Faktoren abhängen, die präoperativ nicht erfassbar sind, andererseits jedoch Gesetzmässigkeiten gehorchen, die in Jahrzehnten postoperativer klinischer Verlaufskontrollen erkannt worden sind. Am Beispiel der Femurmarkraummodellierung höchster regionaler Genauigkeit mit einem neuentwickelten Röntgen-Tunnel-detektor in Kohlenstoffaser-verbundbauweise und der Geometrie-rekonstruktion in einem CAD-Grosssystem (CADAM auf IBM 3090) soll eine neue Möglichkeit gezeigt werden, durch Anwendung der CA-Technologien zu lasttragenden Implantaten höherer patientenspezifischer Individualität und damit höherer Kompatibilität zu gelangen.

Es entspricht dem Stand chirurgischer Hüftgelenksendoprothetik, durch spanabhebende Spongiosa- und Markraumbearbeitung einen makroskopischen Formschluss für zementfrei implantierte Schäfte und durch Zementapplikation einen zusätzlichen im mikroskopischen Bereich nachweisbaren Formschluss vorzubereiten. Ausgehend von grundlegenden Erkenntnissen der in nativen und mit einem Implantat versehenen Femura herrschenden Spannungsverhältnissen (/1/, /5/, /6/) durch Anwendung der Finiten-Element-Methode und zahlreichen analytischen und klinischen Folgestudien (/7/, /3/, /4/, /2/) müssen bereits in der Entwurfsphase eines auf permanenten Verbleib im Körper ausgelegten lasttragenden Implantats die in Fig. 1 dargestellten Konstruktionsparameter und Anforderungen an Design und strukturellen Aufbau des Werkstoffs erfüllt werden. Das chirurgische Ziel einer Prothesenadaptation an physiologisch gegebene, nicht an abrasiv geschaffene Markraumgeometrien sollte, begründet in der grossen Menge an Individualdaten

durch Anwendung computerassistierter Markraummodellierung, Berechnung eines individuell strukturierten anisotropen Werkstoffs und der Prothesenfertigung durch CAM ermöglicht werden. Zur Erfassung und Modellierung individueller Markräume grosser Röhrenknochen wurde nachfolgende Methode entwickelt.

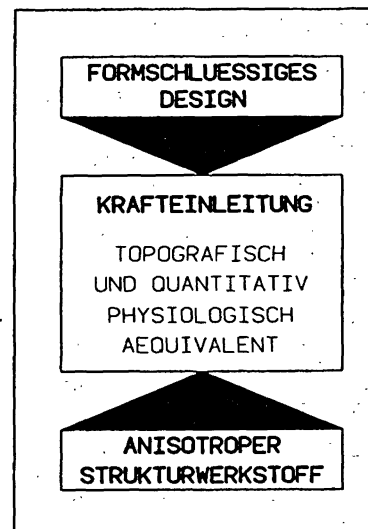


Fig. 1  
Konstruktions-  
anforderungen  
an Design und  
Werkstoff

## MATERIAL UND METHODEN

In Sandwich-Kohlenstoffaser-Verbundbauweise wurde ein tunnelförmiger Röntgen-detektor konstruiert und gefertigt, mit dem eine Femurgeometrie durch 5 Röntgenaufnahmen, die um 36 Grad gegeneinander um die Längsachse gedreht sind, dokumentiert wird. Um die mit diesem Gerät erzielbare Abbildungsgenauigkeit zu ermitteln, wurden an 10 Holzmodellen Konkavitäten, Konvexitäten, ebene Flächen und zylindrische Flächen angebracht, die Modelle im Tunnel-detektor geröntgt, die Konturlinien in CADAM-Host abdigitalisiert und je ein 3D-Modell erstellt. Nach Vermessung der Originalmodelle in einer

LEITZ-Präzisionsmessmaschine wurden aus diesen Daten CADAM-Referenzmodelle erzeugt und mit den durch Röntgen erhaltenen verglichen. Dieser Vergleich beinhaltet den optischen Vergleich geometrisch ähnlicher Interessensgebiete im 3D-Raum am Bildschirm als Drahtmodell und als Shaded Image sowie rechnerisch durch eigene Fortran-Programme zur Aussage über den Grad der Kongruenz zwischen Original- und Referenzmodell.

#### ERGEBNISSE:

1. Mit geringstem Fehler (kleiner 0.5 mm) wurden annähernd zylindrische Flächen modelliert, sofern die Achse zentral durch die Schnittebene verläuft. Von den festgelegten Interessensgebieten ist diese Geometrie dem distalen Markraum zur Zentrierung oder formschlüssigen Verankerung einer Hüftgelenks-Endoprothese am ähnlichsten.
2. Bei elliptischer Abweichung vom Kreisquerschnitt ist der Abbildungsfehler kleiner als 1 mm, falls sich grosser zu kleinem Halbmesser kleiner 2:1 verhalten.
3. Ebene Flächen werden zu gekrümmten Flächen (konvex) optimiert mit einem Maximalfehler von 2 mm.
4. Konkavitäten werden mit einem Mindestfehler von 2 mm erfasst, liegen sie in einer ebenen Fläche, werden sie nicht erfasst.
5. Der durch das manuelle Abdigitalisieren auftretende Fehler ist kleiner 0.2 mm.

#### DISKUSSION

Die optische und statistische Auswertung von unterschiedlich konvexen und konkaven längsachsialen Modellgeometrien qualifizieren diese Methode für die Modellierung des distalen Femurmarkraums in einem Genauigkeitsbereich, der höher ist, als die chirurgische Operationsgenauigkeit bei Implantation eines Prothesenschaftes. Dafür wurde 1 mm als höchstzulässiger Fehler angenommen. Für die Modellierung des proximalen Markraumes muss eine Normgeometrie angenommen werden, die nach patientenspezifischen Parametern im CAD-

Modell variiert und adaptiert werden kann. Damit ist es möglich, eine mit dem distalen Markraum vollständig formschlüssige Individualprothese zu modellieren und durch Erstellung von Flächenmodellen und eines Fräsprogramms diese auch zu fertigen. Die Methode erfordert lediglich eine konventionelle Röntgenausstattung des Krankenhauses in Verbindung mit dem röntgentransparenten Detektor. In einer künftigen Untersuchung wird das Ausmass der auftretenden Strahlenbelastung zu klären sein, insbesondere vergleichend mit CT-Untersuchungen bei einer geforderten Abbildungsgenauigkeit für beide Methoden besser als 1 mm.

#### LITERATUR:

1. Flemming, M., et al., Kraftflussberechnungen in Knochenstrukturen und Prothesen. Forschungsbericht NTO 4: Bundesministerium für Bildung und Wissenschaft, 1972.
2. Gebauer, D., Zur Biomechanik künstlicher Hüftgelenke. Fortschrittberichte der VDI-Zeitschriften. VDJ-Verlag, Düsseldorf, 1984.
3. Hampton, S. J., Andriacchi, T. P., Galante, J. O., Three Dimensional Stress Analysis of the Femoral Stem of a Total Hip Prosthesis. J. Biomech., 13 (1980), 443-448.
4. Morscher, E., Nine Years' Experience with Isoelastic Hip Endoprotheses Made of Plastic Material. In: The Cementless Fixation of Hip Endoprotheses, E. Morscher ed., Springer, 1984.
5. Röhrle, H., Scholten, R., Sollbach, W., Kraftflussberechnungen in Knochenstrukturen und Prothesen, Phase II. BMFT-Forschungsbericht T 79-82, 1979.
6. Röhrle, H., et al., Kraftflussberechnungen in Knochenstrukturen und Prothesen, Phase III. BMFT-Forschungsbericht T 80-174, 1980.
7. Svenson, N.L., Valliapan, S., McMahon, R., Finite Element Analysis of a Simulated Total Hip Replacement. Engineering in Medicine, 1980, 143 - 146.